

Docket No.: 50024-021

PATENT

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

In re Application of : Customer Number: 20277
:
Kenji UYEYAMA : Confirmation Number:
:
Serial No.: : Group Art Unit:
:
Filed: October 29, 2003 : Examiner:
:
For: PORTABLE ELECTROCARDIOGRAPH, ELECTROCARDIOGRAM MONITORING
SYSTEM, AND ELECTROCARDIOGRAM MONITORING METHOD USING THE SAME

**CLAIM OF PRIORITY AND
TRANSMITTAL OF CERTIFIED PRIORITY DOCUMENT**

Mail Stop CPD
Commissioner for Patents
P.O. Box 1450
Alexandria, VA 22313-1450

Sir:

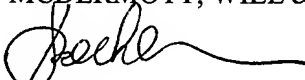
In accordance with the provisions of 35 U.S.C. 119, Applicant hereby claims the priority of:

**Japanese Patent Application No. 2002-318766, filed October 31, 2002,
Japanese Patent Application No. 2002-318767, filed October 31, 2002**

cited in the Declaration of the present application. Certified copies are submitted herewith.

Respectfully submitted,

MCDERMOTT, WILL & EMERY



Stephen A. Becker
Registration No. 26,527

600 13th Street, N.W.
Washington, DC 20005-3096
(202) 756-8000 SAB:mcw
Facsimile: (202) 756-8087
Date: October 29, 2003

50024-021

October 29, 2003

K. Ueyama

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

McDermott, Will & Emery

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日 2 0 0 2 年 1 0 月 3 1 日
Date of Application:

出 願 番 号 特 願 2 0 0 2 - 3 1 8 7 6 7
Application Number:

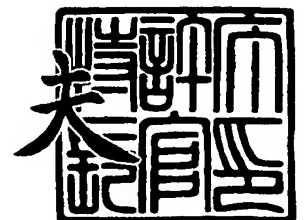
[ST. 10/C] : [J P 2 0 0 2 - 3 1 8 7 6 7]

出 願 人 三 洋 電 機 株 式 会 社
Applicant(s):

2 0 0 3 年 9 月 9 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今 井 康



出証番号 出証特 2 0 0 3 - 3 0 7 3 7 8 2

【書類名】 特許願

【整理番号】 NRA1020046

【提出日】 平成14年10月31日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 5/0404

【発明者】

 【住所又は居所】 大阪府守口市京阪本通2丁目5番5号 三洋電機株式会社
社内

 【氏名】 上山 健司

【特許出願人】

 【識別番号】 000001889

 【氏名又は名称】 三洋電機株式会社

【代理人】

 【識別番号】 100098305

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 福島 祥人

 【電話番号】 06-6330-5625

【手数料の表示】

 【予納台帳番号】 032920

 【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

 【物件名】 明細書 1

 【物件名】 図面 1

 【物件名】 要約書 1

 【包括委任状番号】 0006012

【ブルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 携帯型心電計

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 積層回路基板と、

心電図を測定して心電図データを得る心電図測定装置と、

前記心電図測定装置により得られた心電図データをリアルタイムに無線送信する無線通信装置とを備え、

前記積層回路基板は、複数の回路基板と、前記複数の回路基板間に設けられた接地導体層とを含み、

前記心電図測定装置は、前記積層回路基板の一面側に配置され、前記無線通信装置は前記積層回路基板の他面側に配置されたことを特徴とする携帯型心電計。

【請求項 2】 前記心電図測定装置、前記無線通信装置、および前記積層回路基板を収納するケーシングをさらに備えたことを特徴とする請求項 1 記載の携帯型心電計。

【請求項 3】 前記心電図測定装置により得られた心電図データを記憶する第 1 の記憶手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 または 2 記載の携帯型心電計。

【請求項 4】 加速度を測定して加速度データを得る加速度計をさらに備え、

前記無線通信装置は、前記加速度計により得られた加速度データをリアルタイムに無線送信することを特徴とする請求項 1 ～ 3 のいずれかに記載の携帯型心電計。

【請求項 5】 前記加速度計により得られた加速度データを記憶する第 2 の記憶手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 4 記載の携帯型心電計。

【請求項 6】 前記無線通信装置は、所定の警報信号を受信し、

前記無線通信装置により受信される警報信号に応答して警報音を出力する警報音出力手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 ～ 5 のいずれかに記載の携帯型心電計。

【請求項 7】 前記無線通信装置は、所定の警報信号を受信し、

前記無線通信装置により受信される警報信号に応答して警報表示を行う警報表示手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1～6 のいずれかに記載の携帯型心電計。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、患者が携帯することにより心電図を測定可能な携帯型心電計に関する。

【0002】

【従来の技術】

心臓疾患を有する患者が日常生活を送りながら心電図を測定するために、携帯型心電計が用いられる（例えば、特許文献 1 および 2 参照。）。この携帯型心電計は、患者の 24 時間分の心電図を心電図データとしてメモリに保存する機能を有する。患者は心電図データが保存されたメモリを医師または看護師等の診断者に届け、診断者は届けられたメモリに保存された心電図データに基づいて診断を行う。また、近年においては、携帯電話を接続することによりメモリに保存された心電図データを電話回線を通して病院に伝送する機能を有する携帯型心電計も開発されている。

【0003】

【特許文献 1】

特開 2000-279385 号公報

【特許文献 2】

特開平 10-165385 号公報

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記の携帯型心電計を用いて日常生活を送りながら心電図を測定する方法では、メモリに保存された心電図データに基づいて診断者が後日診断を行うため、診断者が患者の心電図をモニタしながら患者の体調が悪くなったときに即座に運動を中止させることができない。

【0005】

本発明の目的は、患者の心電図の測定結果をリアルタイムにかつ正確に送信することが可能な携帯型心電計を提供することである。

【0006】**【課題を解決するための手段および発明の効果】**

本発明に係る携帯型心電計は、積層回路基板と、心電図を測定して心電図データを得る心電図測定装置と、心電図測定装置により得られた心電図データをリアルタイムに無線送信する無線通信装置とを備え、積層回路基板は、複数の回路基板と、複数の回路基板間に設けられた接地導体層とを含み、心電図測定装置は、積層回路基板の一面側に配置され、無線通信装置は積層回路基板の他面側に配置されたものである。

【0007】

本発明に係る携帯型心電計においては、心電図測定装置により心電図が測定され、心電図データが得られる。また、心電図測定装置により得られた心電図データは無線通信装置によりリアルタイムに無線送信される。

【0008】

本発明に係る携帯型心電計によれば、心電図測定装置は、複数の回路基板と、複数の回路基板間に設けられた接地導体層とを含む積層回路基板の一面側に配置され、無線通信装置は積層回路基板の他面側に配置されている。これにより、無線送信時において、心電図測定装置と無線通信装置との間が接地導体層により遮断され、無線通信装置から発生される電波が複数の回路基板間に設けられた接地導体層により心電図測定装置に到達することが阻止される。したがって、心電図測定装置は無線通信装置から発生される電波の影響を受けることなく人体に発生する微弱な電圧に基づく心電図を正確に測定することが可能となる。

【0009】

また、本発明に係る携帯型心電計によれば、心電図測定装置により心電図を正確に測定しつつ、無線通信装置により心電図データをリアルタイムに無線送信できるので、心電図データを病院の診断者へ送信することにより、心電図データを受信した診断者は患者の心電図をリアルタイムにモニタすることができる。

【0010】

本発明に係る携帯型心電計は、心電図測定装置、無線通信装置、および積層回路基板を収納するケーシングをさらに備えてもよい。この場合、心電図測定装置、無線通信装置、および積層回路基板はケーシングに収納される。これにより、ケーシング内部に無線通信装置と心電図測定装置とが一体的に内蔵されるため、小型化および携帯性の向上が図られる。

【0011】

本発明に係る携帯型心電計は、心電図測定装置により得られた心電図データを記憶する第1の記憶手段をさらに備えてもよい。この場合、心電図測定装置により得られた心電図データは第1の記憶手段に記憶される。

【0012】

これにより、心電図測定装置により得られる心電図データが正常に無線送信されない場合であっても、正確な心電図データが第1の記憶手段に記憶されているので、患者は心電図測定後に心電図データの記憶された第1の記憶手段を診断者に提出することで正確な診断が行われる。

【0013】

本発明に係る携帯型心電計は、加速度を測定して加速度データを得る加速度計をさらに備え、無線通信装置は、加速度計により得られた加速度データをリアルタイムに無線送信してもよい。この場合、加速度計により加速度が測定され、加速度データが得られる。また、加速度計により得られた加速度データは無線通信装置によりリアルタイムに無線送信される。

【0014】

これにより、無線通信装置により加速度データがリアルタイムに無線送信されるので、加速度データを受信する診断者は、患者の運動の状態をリアルタイムにモニタすることができる。

【0015】

本発明に係る携帯型心電計は、加速度計により得られた加速度データを記憶する第2の記憶手段をさらに備えてもよい。この場合、加速度計により得られた加速度データは第2の記憶手段に記憶される。

【0016】

これにより、加速度計により得られる加速度データが正常に無線送信されない場合であっても、正確な加速度データが第2の記憶手段に記憶されているので、患者は加速度測定後に加速度データの記憶された第2の記憶手段を診断者に提出することで正確な診断が行われる。

【0017】

本発明に係る携帯型心電計において、無線通信装置は、所定の警報信号を受信し、無線通信装置により受信される警報信号に応答して警報音を出力する警報音出力手段をさらに備えてもよい。この場合において、診断者は心電図に基づいて患者の体調が悪いと診断した場合、無線通信装置に警報信号を送信する。そして、診断者からの所定の警報信号が無線通信装置に受信されると、警報音出力手段により警報音が出力される。このように、診断者は患者の体調が悪くなったときに携帯型心電計を通して即座に運動の中止を指示することができる。

【0018】

本発明に係る携帯型心電計において、無線通信装置は、所定の警報信号を受信し、無線通信装置により受信される警報信号に応答して警報表示を行う警報表示手段をさらに備えてもよい。この場合において、診断者は心電図に基づいて患者の体調が悪いと診断した場合、無線通信装置に警報信号を送信する。そして、診断者からの所定の警報信号が無線通信装置に受信されると、警報表示手段により警報表示が行われる。これにより、診断者は患者の体調が悪くなったときに携帯型心電計を通して即座に運動の中止を指示することができる。

【0019】

【発明の実施の形態】

以下、図1～図10に基づき本実施の形態に係る携帯型心電計について説明する。

【0020】

図1は本実施の形態に係る携帯型心電計を用いた心電図モニタリングシステムの概念を示す模式図である。

【0021】

図 1 に示すように、各患者 Y は運動療法のための運動をする前に、携帯型心電計 1 0 を身体に装着する。携帯型心電計 1 0 は、後述するように心電図の測定機能、加速度の測定機能、データの保存機能およびデータの通信機能を有する。患者 Y が運動を始めると携帯型心電計 1 0 により患者 Y の心電図および加速度が測定され、測定された心電図および加速度が心電図データおよび加速度データとして携帯型心電計 1 0 内の R A M (ランダムアクセスメモリ) に保存されるとともに通信機能により公衆回線網 3 0 を介して病院 H o に送信される。

【 0 0 2 2 】

病院 H o において受信された複数の患者 Y の心電図データおよび加速度データに基づいて、病院 H o 内のコンピュータ (以下、院内コンピュータと呼ぶ) の画面上に患者 Y の心電図および加速度が表示される。これにより、病院内の医師、看護師等の診断者は患者 Y の心電図および加速度をリアルタイムにモニタしながら、診断を行い、患者 Y の体調が悪くなったときに携帯型心電計 1 0 を通して即座に運動の中止を指示することができる。

【 0 0 2 3 】

図 2 は本実施の形態に係る携帯型心電計を用いた心電図モニタリングシステムの構成を示すブロック図である。

【 0 0 2 4 】

図 2 に示すように、心電図モニタリングシステム 1 0 0 は、携帯型心電計 1 0 、無線基地局 2 0 、公衆回線網 3 0 、T A (ターミナルアダプタ) 4 0 、院内コンピュータ 5 0 および回線 L を含む。なお、回線 L は例えば I S D N (統合デジタル通信網) 回線である。

【 0 0 2 5 】

各患者 Y の携帯型心電計 1 0 により得られた心電図データおよび加速度データは、無線基地局 2 0 に送信され、無線基地局 2 0 から公衆回線網 3 0 、回線 L および T A 4 0 を介して院内コンピュータへ 5 0 へと送信される。院内コンピュータ 5 0 の画面には心電図データおよび加速度データに基づいて複数の患者 Y の心電図および加速度がリアルタイムに表示される。

【 0 0 2 6 】

それにより、診断者は、院内コンピュータ 5 0 の画面に表示された複数の患者の心電図および加速度をリアルタイムかつ集中的にモニタしながら診断を行う。いずれかの患者の体調が悪くなった場合には、診断者が院内コンピュータ 5 0 を操作することにより警報信号を T A 4 0、回線 L、公衆回線網 3 0 および無線基地局 2 0 を介して患者の携帯型心電計 1 0 に送信し、患者に運動を中止させることができる。

【 0 0 2 7 】

図 3 は本実施の形態に係る携帯型心電計の外観および人体への取付け方法を示す模式図である。

【 0 0 2 8 】

図 3 に示すように、携帯型心電計 1 0 にはケーブル 6 0 1 が接続されており、ケーブル 6 0 1 の先端にはクランプ電極 6 0 2 が接続されている。携帯型心電計 1 0 を人体 7 0 0 へ取り付ける際には、まず人体 7 0 0 にディスポ電極 6 0 3 を貼付する。ディスポ電極 6 0 3 には、端子 6 0 3 a が設けてあり、その端子 6 0 3 a をクランプ電極 6 0 2 によって挟み込む。これにより、人体 7 0 0 の心筋の興奮過程における微弱な電位差（電圧）が、携帯型心電計 1 0 により心電図として測定される。

【 0 0 2 9 】

図 4 は本実施の形態に係る携帯型心電計の構成の一例を示すブロック図である。なお、以下の説明において、心電図信号とは人体に貼付される図 3 のディスポ電極 6 0 3 から得られる微弱な電圧に基づいて後述の心電図測定装置が作成する心電図のアナログ信号を示し、加速度信号とは後述の加速度測定装置が測定する加速度のアナログ信号を示すものとする。また、心電図データとは心電図信号に基づいて作成されるデジタルデータを示し、加速度データとは加速度信号に基づいて作成されるデジタルデータを示す。

【 0 0 3 0 】

図 4 において、携帯型心電計 1 0 は、心電図測定装置 1 1 a、加速度測定装置 1 1 b、電源回路 1 2、電池 1 3、CPU（中央演算処理装置）1 6 c、ROM（リードオンリメモリ）1 6 b、RAM 1 6 a、ロジック回路 1 6 d、信号入力

用インターフェイス 17 a、信号入力端子 18、通信装置 14、通信用インターフェイス 17 b、ブザー 19 a、ランプ 19 b、スイッチ 19 c、グラウンドプレーン GP 1、GP 2 およびケーシング K を含む。

【0031】

通信装置 14 および通信用インターフェイス部 17 b はグラウンドプレーン GP 1 により他の構成部と分離され、心電図測定装置 11 a はグラウンドプレーン GP 2 により他の構成部と分離されている。これにより、通信装置 14 および通信用インターフェイス部 17 b と心電図測定装置 11 a との間には 2 枚のグラウンドプレーン GP 1、GP 2 が介在している。この構成の詳細については後述する。

【0032】

通信用インターフェイス部 17 b は、通信装置 14 に接続されており、CPU 16 c と通信装置 14 とを相互に接続する。通信装置 14 は無線通信により図 2 の無線基地局 20 に接続可能である。本実施の形態において、通信装置 14 は、PHS（パーソナル・ハンディフォン・システム：Personal Handyphone System）である。

【0033】

ROM 16 b にはシステムプログラムが記憶される。RAM 16 a には後述の心電図データおよび加速度データ等が記憶される。CPU 16 c は ROM 16 b に記憶されたシステムプログラムを RAM 16 a 上で実行する。ロジック回路 16 d は、アナログーデジタル変換器およびリングバッファ等を含み、CPU 16 c により動作が制御される。

【0034】

電源回路 12 は、電池 13 と携帯型心電計 10 内部の他の構成部とを接続し、電池 13 の電力を各構成部に供給する。信号入力用インターフェイス部 17 a は、信号入力端子 18 と CPU 16 c、RAM 16 a およびロジック回路 16 d とを相互に接続する。

【0035】

スイッチ 19 c は、CPU 16 c に接続されており、使用者の操作に基づいて所定の指令信号を CPU 16 c へ与える。ランプ 19 b およびブザー 19 a は C

P U 1 6 c に接続されており、C P U 1 6 c により動作が制御される。

【0036】

心電図測定装置 1 1 a は信号入力用インターフェイス 1 7 a を介して信号入力端子 1 8 に接続されており、人体 7 0 0 より検出される微弱な電圧に基づいて心電図信号を作成し、作成した心電図信号をロジック回路 1 6 d 等へ供給する。加速度測定装置 1 1 b は、携帯型心電計 1 0 本体の加速度を測定し、測定結果を加速度データとしてロジック回路 1 6 d および R A M 1 6 a 等へ供給する。なお、加速度測定装置 1 1 b は、アナログ-デジタル変換器を内蔵する。

【0037】

ケーシング K は、携帯型心電計 1 0 の構成部全体を覆っている。ここで、ケーシング K 内部においては、上述のように 2 枚のグランドプレーン G P 1, G P 2 が存在する。これにより、ケーシング K 内部は 3 つの空間に分けられている。

【0038】

続いて、携帯型心電計 1 0 の内部動作について説明する。携帯型心電計 1 0 の使用時において、信号入力端子 1 8 には図 3 のディスポ電極 6 0 3、クランプ電極 6 0 2 およびケーブル 6 0 1 を介して人体 7 0 0 の心筋の興奮過程における微弱な電圧が入力される。そして、信号入力端子 1 8 へ入力された微弱な電圧は、信号入力用インターフェイス部 1 7 a を通じて心電図測定装置 1 1 a へ入力される。

【0039】

心電図測定装置 1 1 a は、入力された微弱な電圧に基づく心電図信号をロジック回路 1 6 d へ供給する。ロジック回路 1 6 d においては、内蔵されたアナログ-デジタル変換器により入力された心電図信号のアナログ-デジタル変換が行われ、心電図データが作成される。その後、作成された心電図データは R A M 1 6 a へ送られる。

【0040】

一方、加速度測定装置 1 1 b においては、携帯型心電計 1 0 本体の加速度が測定されている。加速度測定装置 1 1 b は測定した加速度に基づきアナログ形式の加速度信号を作成する。そして、内蔵されたアナログ-デジタル変換器により入力

された加速度信号のアナログ→デジタル変換が行われ、加速度データが作成される。その後、作成された加速度データはRAM 16 aに送られる。RAM 16 aにおいては、入力される心電図データおよび加速度データの記憶動作が行われる。RAM 16 aは、24時間以上の心電図データおよび加速度データが記憶可能であることが望ましい。

【0041】

また、心電図データおよび加速度データは、CPU 16 cの動作に基づきロジック回路16 d内のリングバッファ、通信用インターフェイス部17 bおよび通信装置14を介して図3の院内コンピュータ50に送信される。

【0042】

次に、図5～図8に基づいて携帯型心電計10の各構成部の配置および構造についての詳細を説明する。

【0043】

図5は本実施の形態に係る携帯型心電計の内部構造の一例を示す模式的斜視図である。図6は図5の第1の多層回路基板に設けられる各種構成部の実装状態を示す模式図であり、図7は図5の第2の多層回路基板に設けられる各種構成部の実装状態を示す模式図である。また、図8は図5に示す携帯型心電計のX-X線断面図である。

【0044】

図5および図6(a)によれば、第1の多層回路基板P1の上面側には通信装置14および通信用インターフェイス部17 bが実装されている。また、図5および図6(b)によれば、第1の多層回路基板P1の下面側にはCPU 16 c、ROM 16 b、RAM 16 aおよびロジック回路16 dが実装されている。ここで、第1の多層回路基板P1は、図6に示すようにガラスエポキシ樹脂等からなる回路基板層EPの間に銅等からなるグランドプレーンGP1を有する。なお、通信装置14および他の各構成部の接地端子は、グランドプレーンGP1に接続されている。

【0045】

図5および図7(a)によれば、第2の多層回路基板P2の上面側には信号入

力端子 18、加速度測定装置 11b および電源回路 12 が実装されている。電源回路 12 は第 2 の多層回路基板 P2 に設けられた切り欠き部に装填される電池 13 に接続されている。また、図 5 および図 7 (b) によれば、第 2 の多層回路基板 P2 の下面側には心電図測定装置 11a が実装されている。ここで、第 2 の多層回路基板 P2 は、図 7 に示すようにガラスエポキシ樹脂等からなる回路基板層 EP の間に銅等からなるグランドプレーン GP2 を有する。なお、心電図測定装置 11a、加速度測定装置 11b および他の各構成部の接地端子は、グランドプレーン GP2 に接続されている。

【0046】

図 8 に示される図 5 の X-X 線断面図によれば、ケーシング K 内部の空間は、第 1 の多層回路基板 P1 および第 2 の多層回路基板 P2 により上部空間、中央部空間および下部空間の 3 つの空間に分離されている。そして、心電図測定装置 11a は、ケーシング K 内部の下部空間に位置し、通信装置 14 はケーシング K 内部の上部空間に位置している。なお、上述のように第 1 の多層回路基板 P1 および第 2 の多層回路基板 P2 の内部には、それぞれグランドプレーン GP1、GP2 が介在している。

【0047】

ところで、通信装置 14 として用いられる PHS は 1.9 GHz 帯の電波を出力約 10 mW で発生する。一方、心電図測定装置 11a は、人体 700 に発生する 1~10 mV という微弱な電圧を測定する。したがって、心電図測定装置 11a が、心電図測定時に PHS より発生する電波を受けた場合、測定結果に高周波ノイズが発生し、正確な心電図を得ることができない。

【0048】

本実施の形態に係る携帯型心電計 10 においては、上述のように通信装置 14 と心電図測定装置 11a との間に介在するグランドプレーン GP1、GP2 により通信装置 14 と心電図測定装置 11a との間が遮断され、通信装置 14 から発生される電波が心電図測定装置 11a に到達することが阻止される。これにより、心電図測定装置 11a は通信装置 14 から発生される電波の影響を受けることなく人体 700 に発生する微弱な電圧に基づく心電図を正確に測定することが可

能となる。さらに、ケーシングK内部に通信装置14と心電図測定装置11aとが一体的に内蔵されているため、小型化および携帯性の向上が図られている。本実施の形態に係る携帯型心電計10の寸法は、例えば、長さ約9cm、幅約6cmおよび厚さ約2.5cmである。なお、携帯型心電計10の寸法はこれに限定されず心電図測定装置11aが通信装置14から発生される電波の影響を受けることなく心電図を正確に測定することが可能な範囲で、さらに小型化されることが望ましい。

【0049】

本実施の形態に係る携帯型心電計10によれば、心電図測定装置11aおよび加速度測定装置11bにより、心電図および加速度を正確に測定しつつ通信装置14により心電図データおよび加速度データをリアルタイムに図2の院内コンピュータ50へ送信することが可能である。これにより、診断者は院外の患者の心電図および加速度をリアルタイムにモニタすることができる。

【0050】

本実施の形態において、心電図測定装置11aと通信装置14との間には2枚のグランドプレーンGP1、GP2が介在しているが、通信装置14により発生される電波が心電図測定装置11aに影響を与えることを防止できる構成であればこれに限定されず、1枚であってもよく、あるいは3枚以上であってもよい。例えば、1枚のグランドプレーンを含む1枚の多層回路基板の一面側に心電図測定装置11aを実装し、他面側に通信装置14を実装してもよい。

【0051】

さらに、本実施の形態において、RAM16aには心電図データおよび加速度データが記憶される。これにより、患者は、心電図測定装置11aおよび加速度測定装置11bにより得られる心電図データおよび加速度データが正常に無線送信されない場合であっても、正確な心電図データおよび加速度データがRAM16aに記憶されているので、心電図データおよび加速度データの記憶されたRAM16aを診断者に提出することで、心電図および加速度の測定後に正確な診断を受けることができる。

【0052】

次に、図 2 の院内コンピュータ 50 による心電図データおよび加速度データの処理内容について説明する。なお、以下の説明において、院内コンピュータ 50 は、CRT（陰極線管）、プラズマディスプレイまたは液晶ディスプレイ等からなり、心電図に関する各種情報を表示可能な表示器を備える。

【0053】

上述のように、院内コンピュータ 50 には携帯型心電計 10 より心電図データおよび加速度データが入力される。院内コンピュータ 50 は、入力された心電図データに基づいて以下のデータを作成する。

【0054】

図 9 は、院内コンピュータが入力された心電図データに基づいて作成するデータの一例を示す模式図である。

【0055】

図 9（a）に示すように、院内コンピュータ 50 は携帯型心電計 10 より送られる心電図データに基づいて心電図波形データを作成する。図 9（a）において、縦軸は人体 700 に発生する微弱な電圧を示し、横軸は時間を示す。ここで、心電図波形データには、浮動的な周期で心室筋の興奮過程を示す R 波が発生している。

【0056】

院内コンピュータ 50 は、作成した心電図波形データに基づいて、各 R 波毎に最大値を抽出する。図 9（a）においては、各 R 波毎の最大電圧が最大値 r として抽出されている。また、院内コンピュータ 50 は、隣接する R 波の時間間隔 α を各 R 波における最大電圧の測定時間の差から算出する。以下、隣接する R 波の時間間隔 α を R-R 間隔と呼ぶ。なお、R-R 間隔により被測定者の心拍数が算出される。

【0057】

続いて、院内コンピュータ 50 は、R-R 間隔と時間との関係を脈動波形データとして作成する。図 9（b）に R-R 間隔と時間との関係を示す脈動波形データの一例が示されている。

【0058】

脈動波形データによれば、不整脈が発生しているか否か等の被測定者の心臓の動きがリアルタイムにモニタできる。さらに、脈動波形データにおいて、R-R 間隔の上限値 M_a および下限値 M_b を設定することで被測定者である患者の異常事態等がより容易に管理される。なお、上限値 M_a および下限値 M_b は患者に応じて設定可能であることが好ましい。

【0059】

また、院内コンピュータ 50 は、脈動波形データに基づいて特定の測定時間における R-R 間隔の平均値および標準偏差を算出してもよい。この場合、院内コンピュータ 50 は、図 9 (b) に示すように、診断者により任意に指定された測定時間範囲 Z_1 、 Z_2 に対し R-R 間隔の平均値および全測定時間に対する標準偏差のデータを算出する。

【0060】

図 9 (c) に、図 9 (b) により指定された測定時間範囲 Z_1 、 Z_2 における R-R 間隔の平均値および全測定時間に対する標準偏差のデータの一例を示す。図 9 (c) によれば、測定時間範囲 Z_1 における R-R 間隔の平均値が棒グラフ h_1 で示され、標準偏差が棒グラフ n_1 で示されている。また、測定時間範囲 Z_2 における R-R 間隔の平均値が棒グラフ h_2 で示され、標準偏差が棒グラフ n_2 で示されている。

【0061】

さらに、院内コンピュータ 50 は心電図データの処理動作とともに、入力される加速度データの記憶動作を行う。

【0062】

本実施の形態に係る院内コンピュータ 50 には、複数の患者毎に、予め、名前、年齢または疾患状況等の患者情報が記録されている。これにより、院内コンピュータ 50 は、患者情報とともに、心電図波形データ、脈動波形データおよび加速度データを表示器に表示する。

【0063】

以上に示す院内コンピュータ 50 の動作は、図 2 の公衆回線網 30 を通じて携帯型心電計 10 より送られる心電図データおよび加速度データに対しリアルタイム

ムに行われている。

【0 0 6 4】

ここで、本実施の形態に係る院内コンピュータ 5 0 が表示する内容について説明する。

【0 0 6 5】

図 1 0 は、院内コンピュータが診断者に提示する患者の心電図測定状況画面の一例を示す模式図である。図 1 0 (a) に第 1 の表示画面 S u 1 を示し、図 1 0 (b) に第 2 の表示画面 S u 2 を示す。

【0 0 6 6】

図 1 0 (a) によれば、第 1 の表示画面 S u 1 には、現在の被測定者である患者毎のウィンドウ W および画面切替ボタン b 2 が表示されている。また、ウィンドウ W の内部には、心電図波形 v 1 、心拍数 v 2 、患者情報 v 3 およびアラームボタン b 1 が表示されている。

【0 0 6 7】

図 1 0 (b) によれば、第 2 の表示画面 S u 2 には、現在の被測定者である患者毎にウィンドウ W および画面切替ボタン b 2 が表示されている。また、ウィンドウ W の内部には、脈動波形図 v 4 、現在の運動量 v 5 、R - R 間隔の平均値 v 6 および R - R 間隔の標準偏差 v 7 およびアラームボタン b 1 が表示されている。

【0 0 6 8】

心電図波形 v 1 、心拍数 v 2 、患者情報 v 3 、脈動波形図 v 4 、現在の運動量 v 5 、R - R 間隔の平均値 v 6 および R - R 間隔の標準偏差 v 7 の表示は、上述の心電図波形データ、脈動波形データおよび加速度データに基づいて行われる。

【0 0 6 9】

画面切替ボタン b 2 は、診断者が、表示器に表示される画面を第 1 の表示画面 S u 1 から第 2 の表示画面 S u 2 へ切り替える場合または第 2 の表示画面 S u 2 から第 1 の表示画面 S u 1 へ切り替える場合に用いられる。

【0 0 7 0】

アラームボタン b 1 は、診断者が第 1 の表示画面 S u 1 および第 2 の表示画面

S u 2 より得られる情報から「患者が危険または異常な状態にある」と判断した場合に用いられる。

【0 0 7 1】

例えば、診断者は「患者が危険または異常な状態にある」と判断した場合にアラームボタン b 1 をクリックする。これにより、図 2 の院内コンピュータ 5 0 は対象患者の携帯型心電計 1 0 に対し「ブザーオン」または「ランプ点灯」を指令する警報信号を送信する。これにより、携帯型心電計 1 0 は患者に対しブザー 1 9 a またはランプ 1 9 b 等により異常事態を認識させることができる。

【0 0 7 2】

本実施の形態においては、第 1 の多層回路基板 P 1 および第 2 の多層回路基板 P 2 が積層回路基板に相当し、グランドプレーン G P 1, G P 2 が接地導体層に相当し、回路基板層 E P が回路基板に相当し、通信装置 1 4 および P H S が無線通信装置に相当する。また、ブザー 1 9 a が警報音出力手段に相当し、ランプ 1 9 b が警報表示手段に相当する。さらに、R A M 1 6 a が第 1 の記憶手段および第 2 の記憶手段に相当する。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本実施の形態に係る携帯型心電計を用いた心電図モニタリングシステムの概念を示す模式図である。

【図 2】

本実施の形態に係る携帯型心電計を用いた心電図モニタリングシステムの構成を示すブロック図である。

【図 3】

本実施の形態に係る携帯型心電計の外観および人体への取付け方法を示す模式図である。

【図 4】

本実施の形態に係る携帯型心電計の構成の一例を示すブロック図である。

【図 5】

本実施の形態に係る携帯型心電計の内部構造の一例を示す模式的斜視図である。

。

【図 6】

図 5 の第 1 の多層回路基板に設けられる各種構成部の実装状態を示す模式図である。

【図 7】

図 5 の第 2 の多層回路基板に設けられる各種構成部の実装状態を示す模式図である。

【図 8】

図 5 に示す携帯型心電計の X - X 線断面図である。

【図 9】

院内コンピュータが入力された心電図データに基づいて作成するデータの一例を示す模式図である。

【図 1 0】

院内コンピュータが診断者に提示する患者の心電図測定状況画面の一例を示す模式図である。

【符号の説明】

1 0 携帯型心電計

1 1 a 心電図測定装置

1 1 b 加速度測定装置

1 4 通信装置

1 6 a R A M

1 9 a ブザー

1 9 b ランプ

G P 1 , G P 2 グランドプレーン

E P 回路基板層

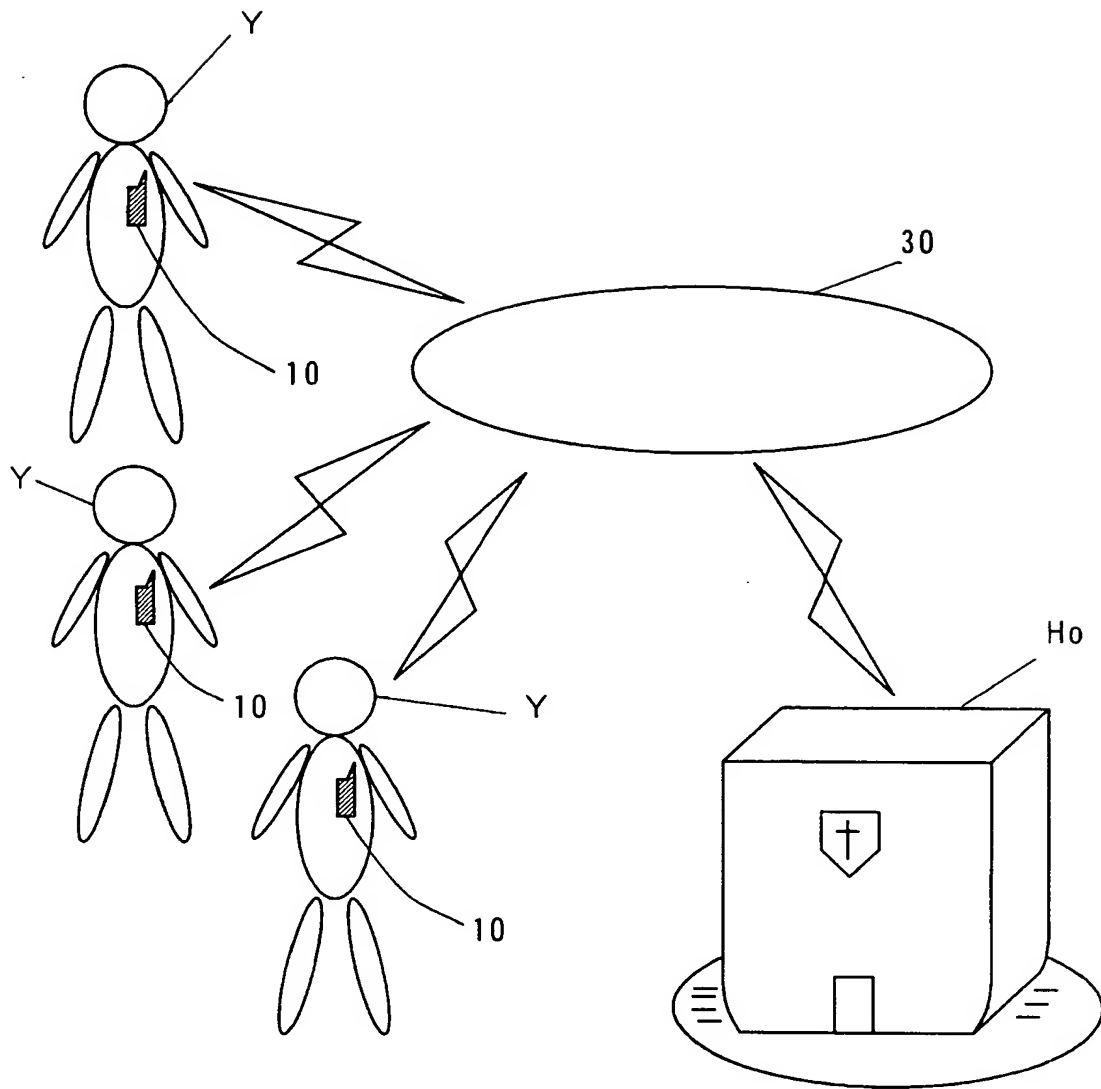
K ケーシング

P 1 第 1 の多層回路基板

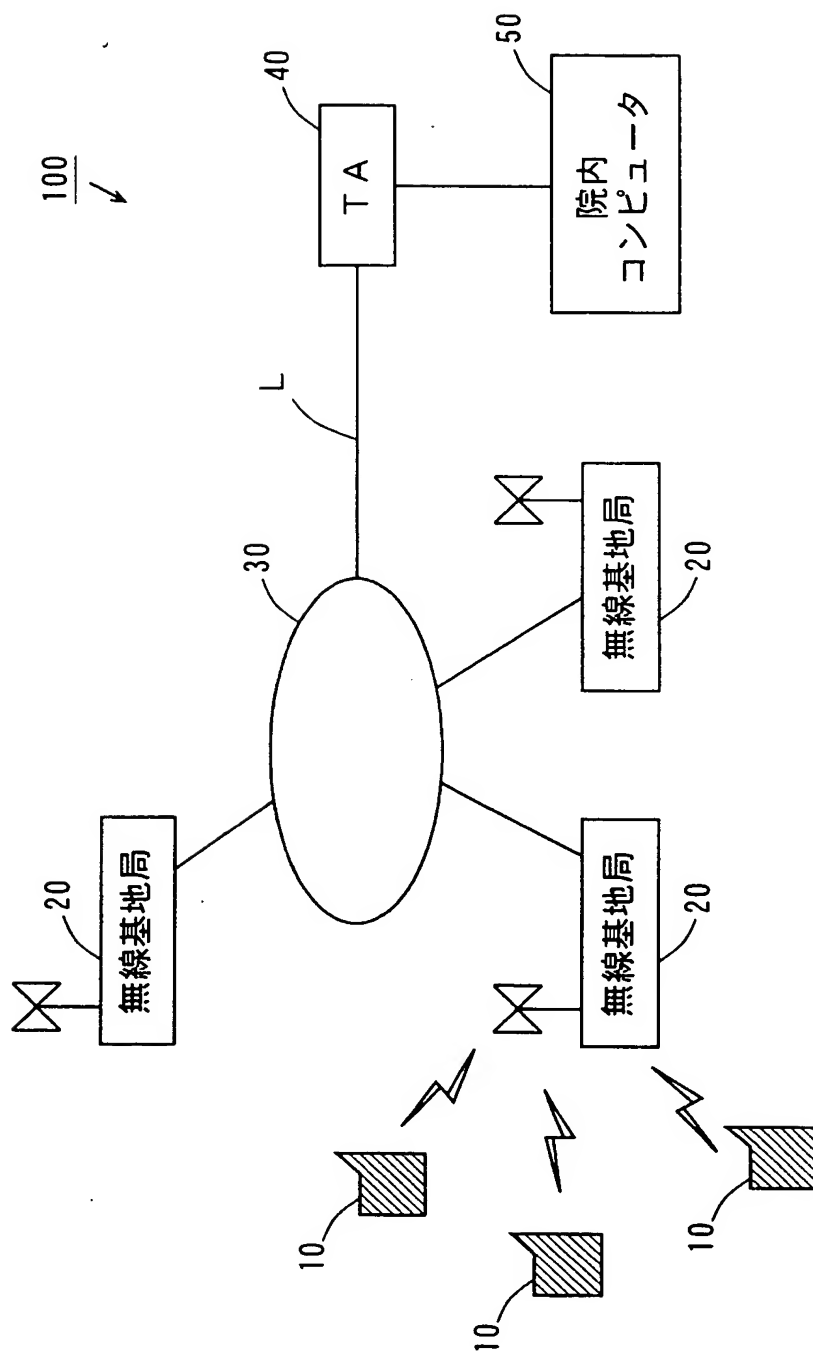
P 2 第 2 の多層回路基板

【書類名】 図面

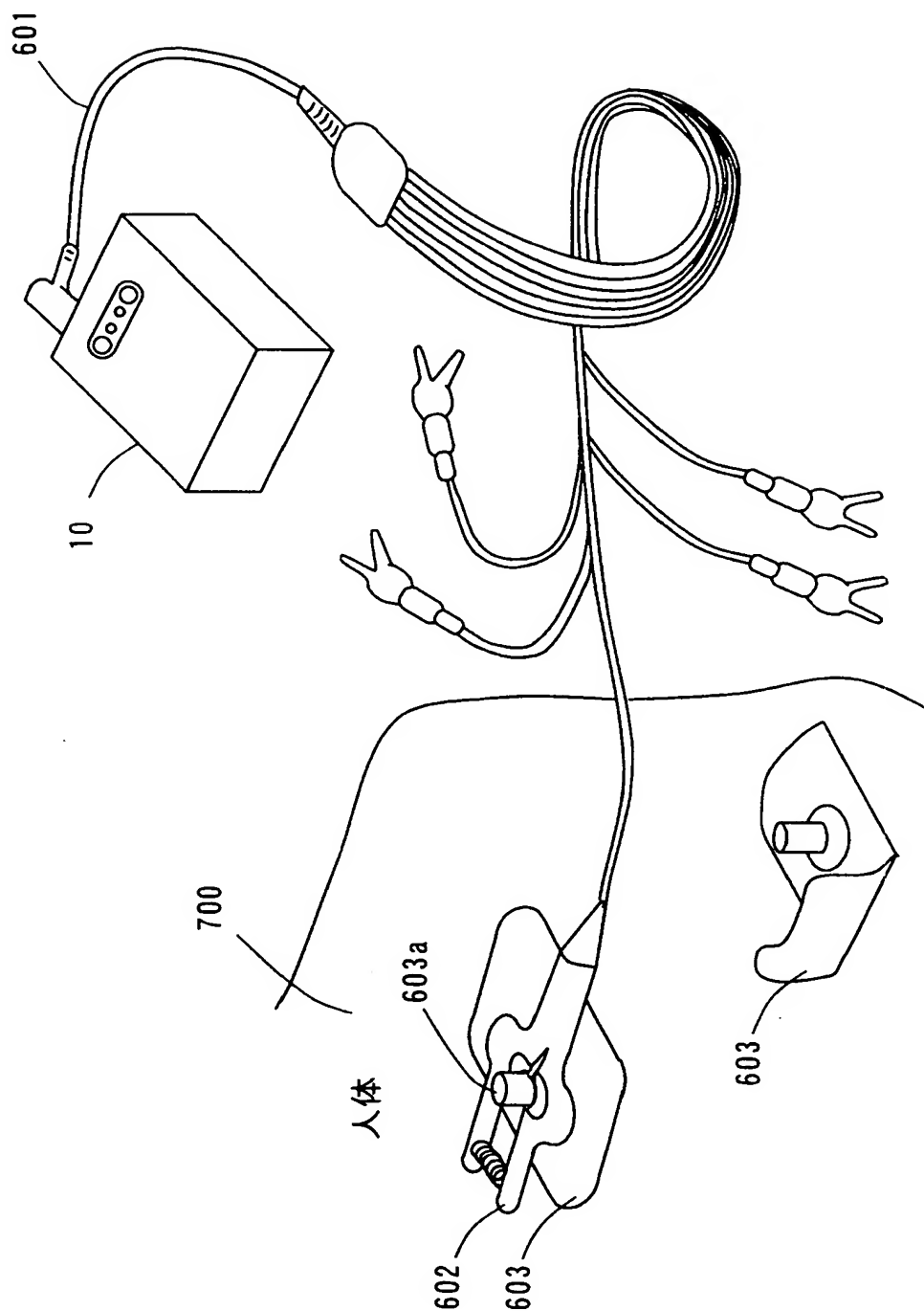
【図 1】



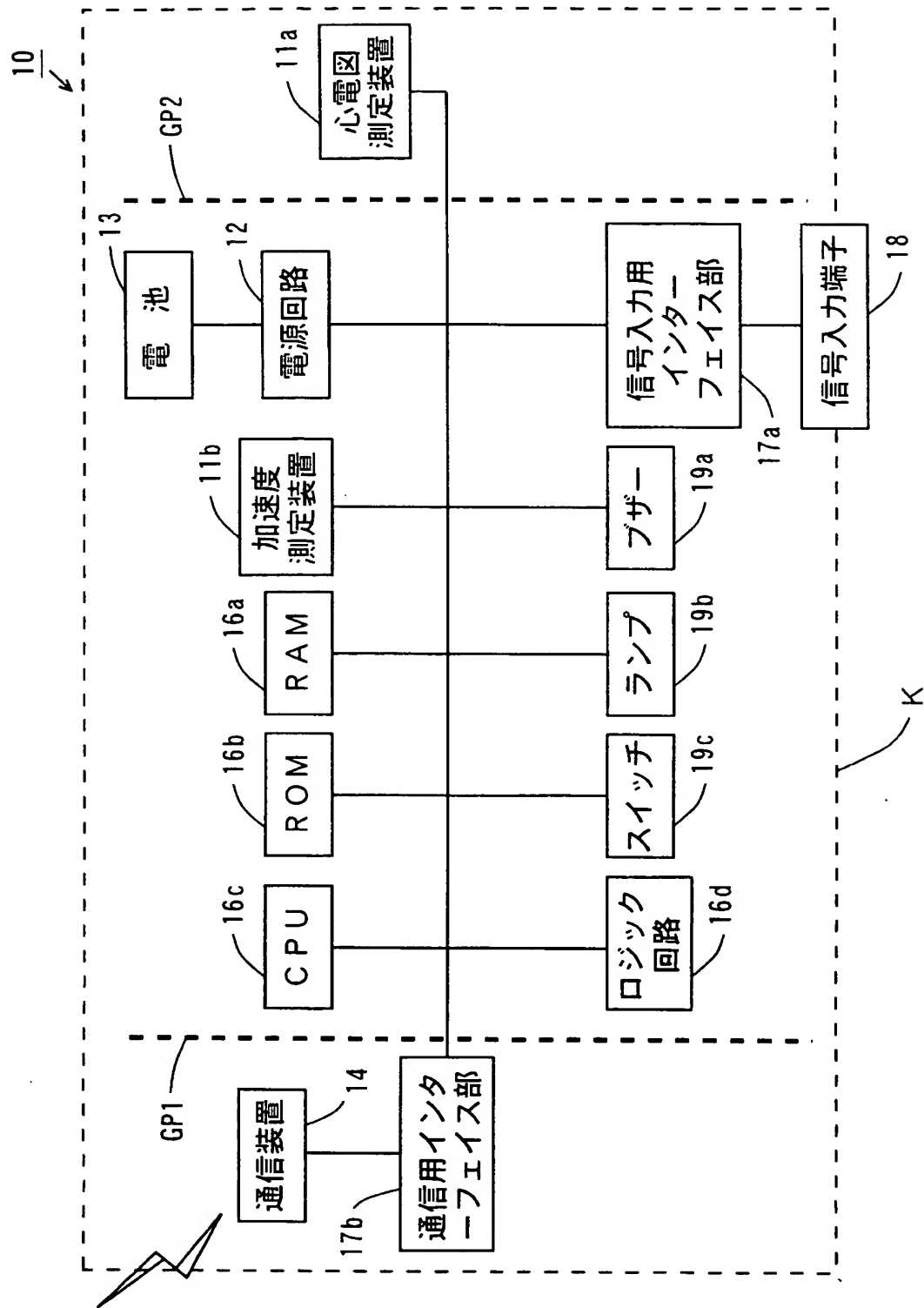
【図 2】



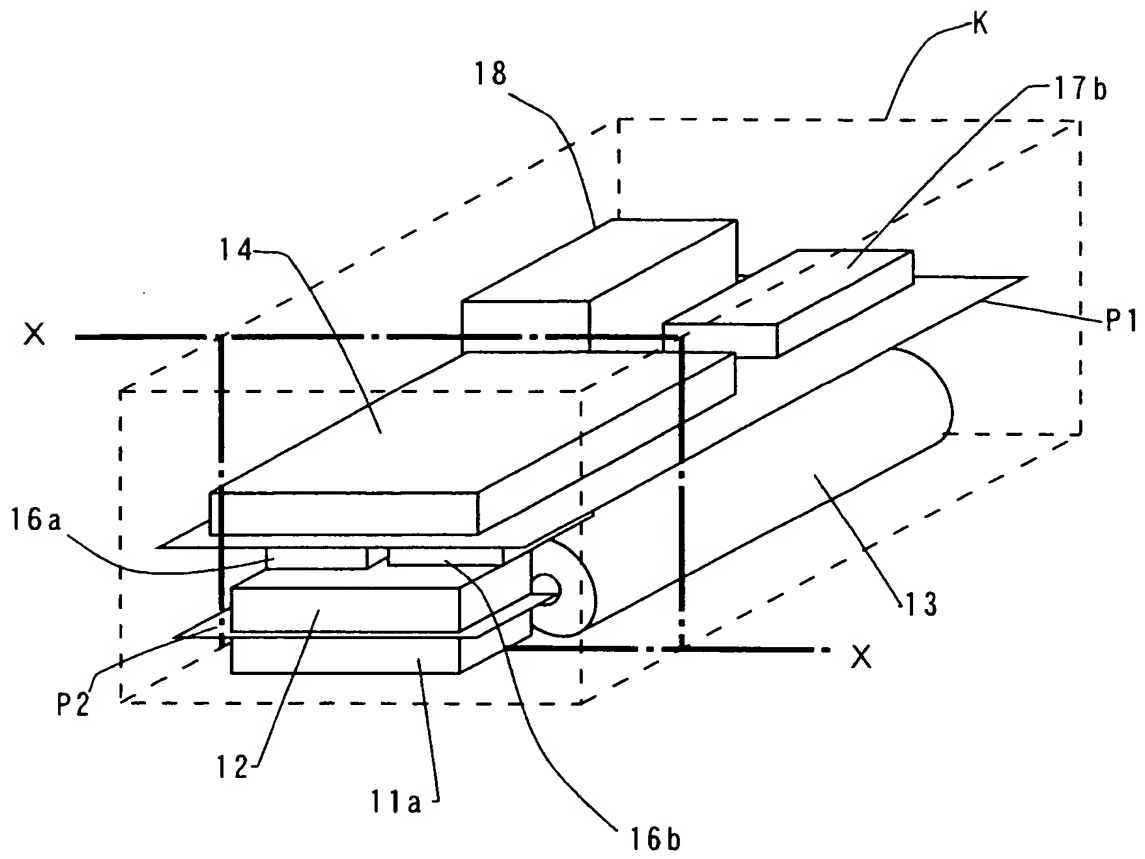
【図 3】



【図4】

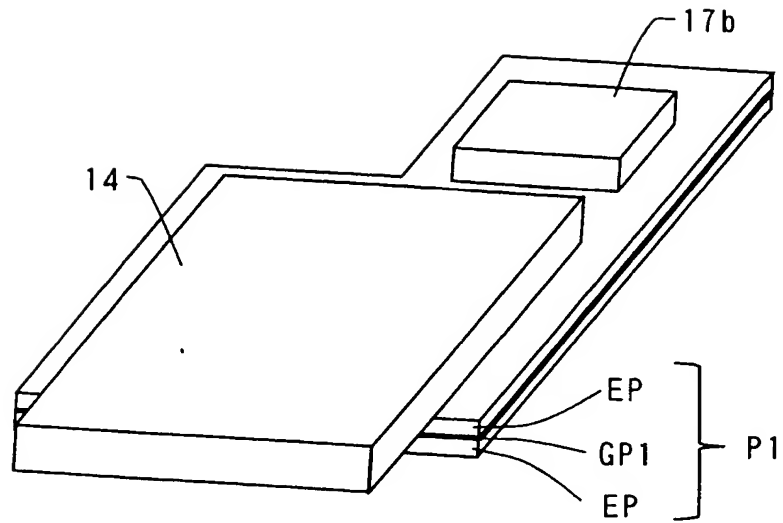


【図 5】

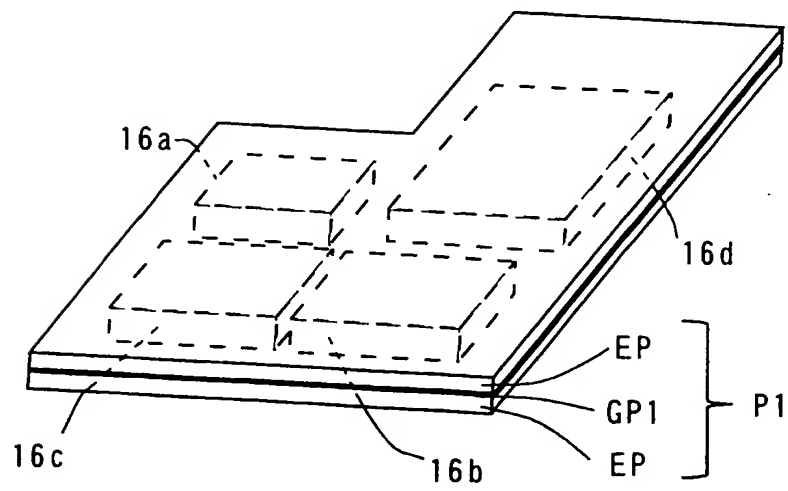


【図 6】

(a)

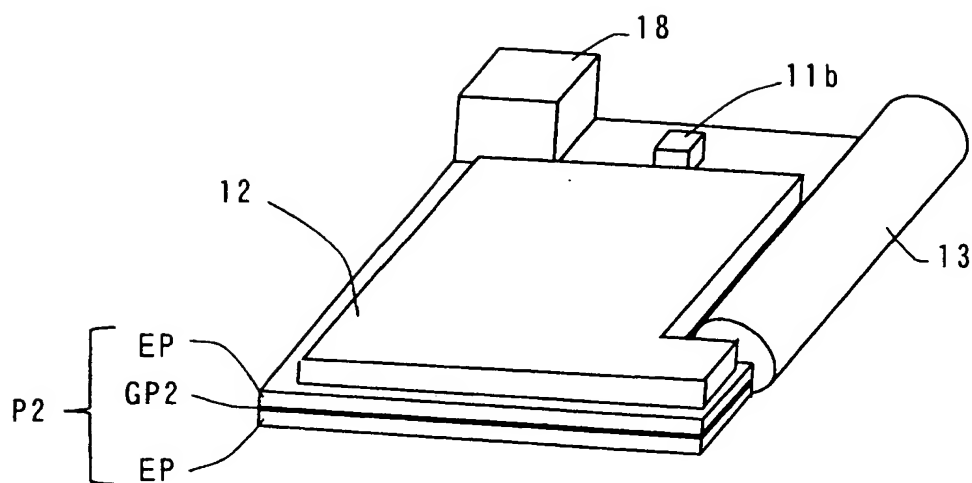


(b)

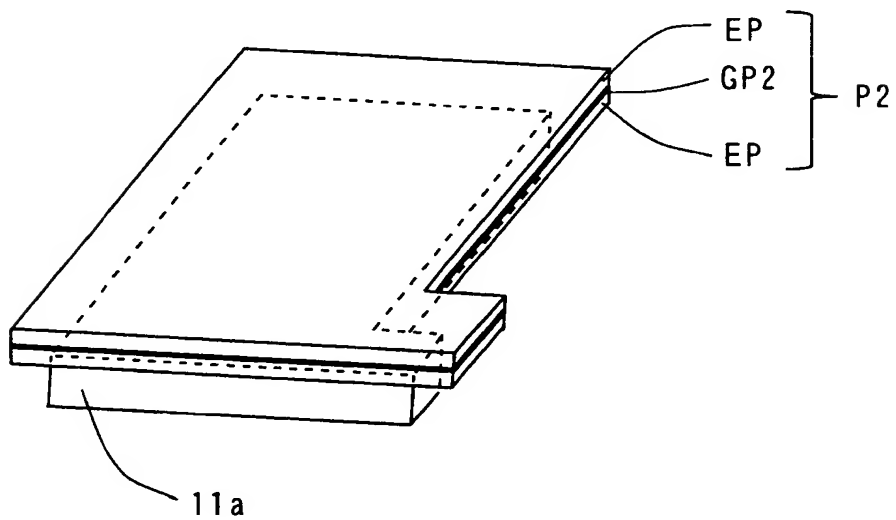


【図 7】

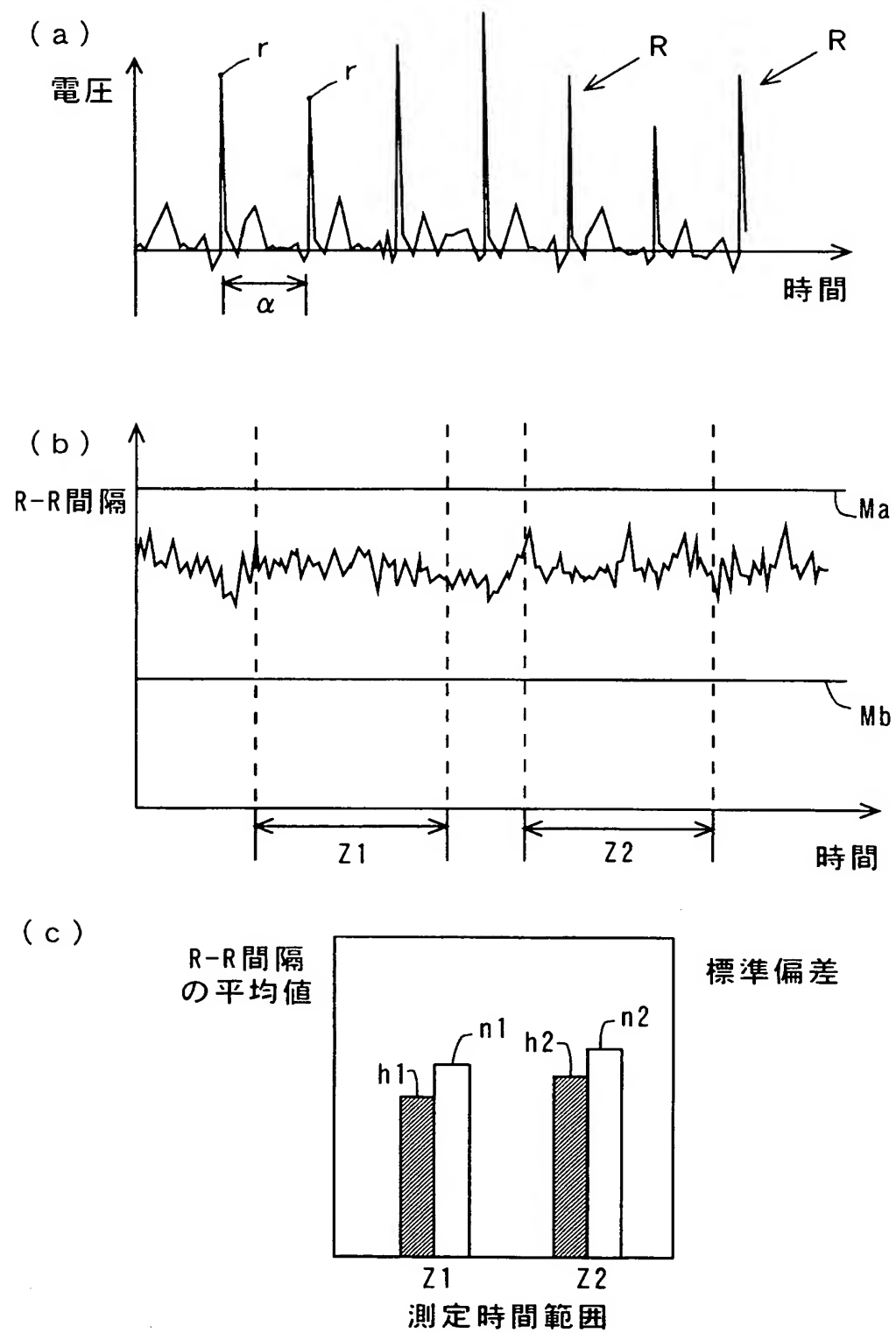
(a)



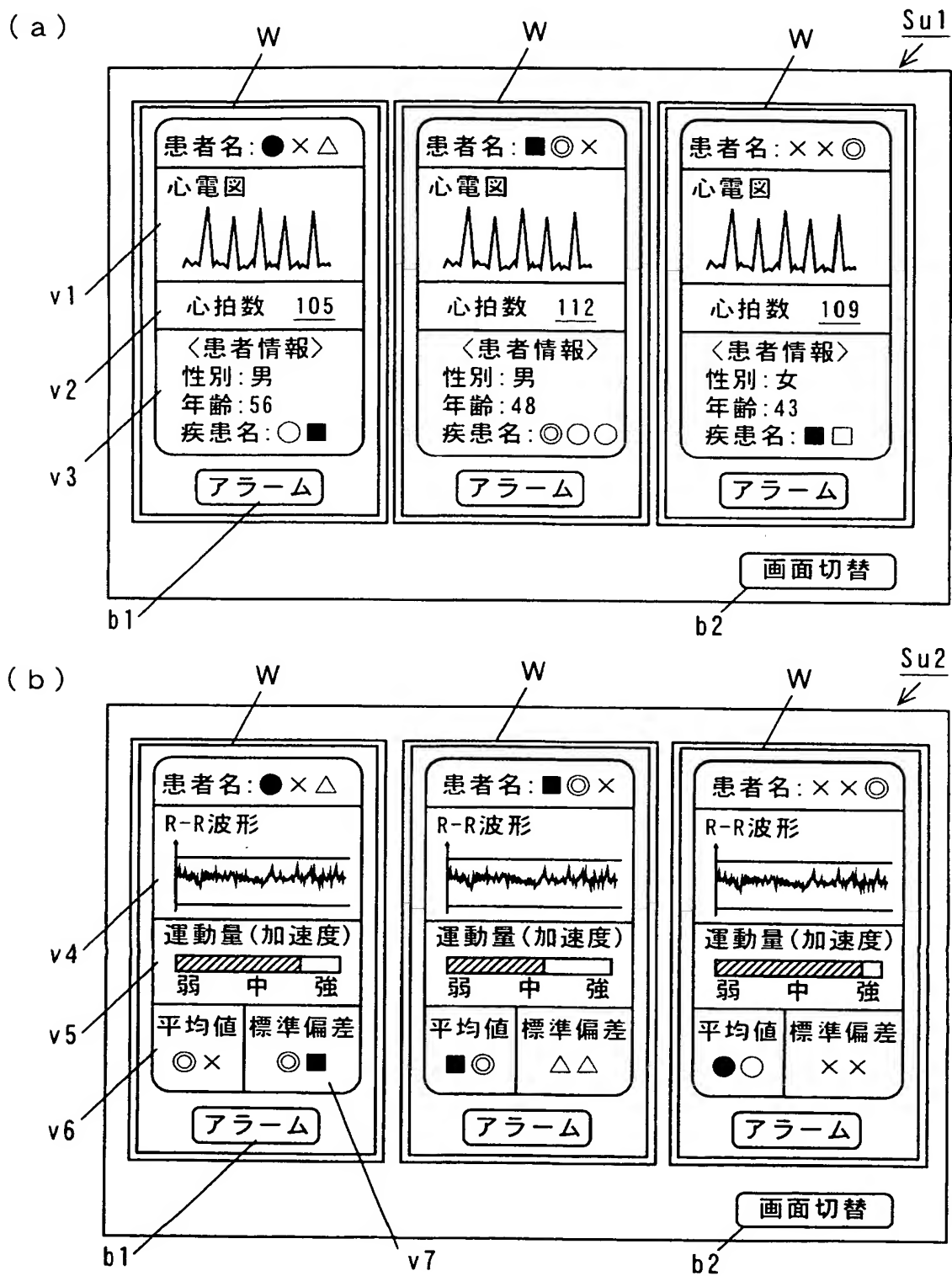
(b)



【図9】



【図10】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 患者の心電図の測定結果をリアルタイムにかつ正確に送信することが可能な携帯型心電計を提供する。

【解決手段】 携帯型心電計 1 0 は、心電図測定装置 1 1 a、加速度測定装置 1 1 b、電源回路 1 2、電池 1 3、CPU 1 6 c、ROM 1 6 b、RAM 1 6 a、ロジック回路 1 6 d、信号入力用インターフェイス 1 7 a、信号入力端子 1 8、通信装置 1 4、通信用インターフェイス 1 7 b、グランドプレーン GP 1、GP 2 およびケーシング K を含む。通信装置 1 4 および通信用インターフェイス部 1 7 b はグランドプレーン GP 1 により他の構成部と分離され、心電図測定装置 1 1 a はグランドプレーン GP 2 により他の構成部と分離されている。通信装置 1 4 および通信用インターフェイス部 1 7 b と心電図測定装置 1 1 a との間には 2 枚のグランドプレーン GP 1、GP 2 が介在している。

【選択図】 図 4

特願 2 0 0 2 - 3 1 8 7 6 7

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[0 0 0 0 0 1 8 8 9]

1 . 変 更 年 月 日

1 9 9 0 年 8 月 2 4 日

[変 更 理 由]

新 規 登 録

住 所

大 阪 府 守 口 市 京 阪 本 通 2 丁 目 1 8 番 地

氏 名

三 洋 電 機 株 式 会 社

2 . 変 更 年 月 日

1 9 9 3 年 1 0 月 2 0 日

[変 更 理 由]

住 所 変 更

住 所

大 阪 府 守 口 市 京 阪 本 通 2 丁 目 5 番 5 号

氏 名

三 洋 電 機 株 式 会 社